

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-084222

(43)Date of publication of application : 06.04.1993

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

A61B 5/0452

(21)Application number : 03-246092

(71)Applicant : SONY CORP

(22)Date of filing : 25.09.1991

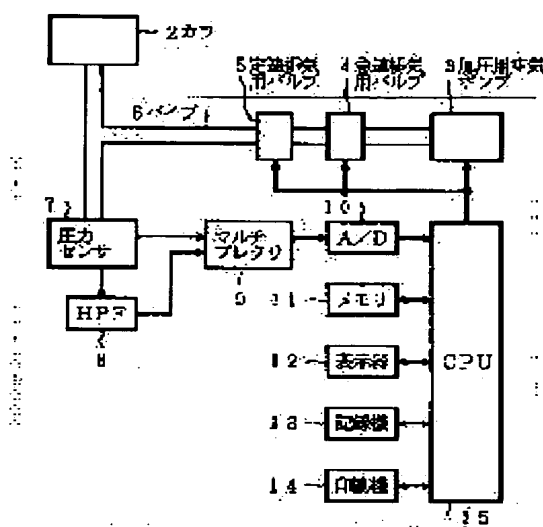
(72)Inventor : AIDA KAZUHIKO

(54) HEART BEAT FLUCTUATION ANALYZING DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To easily diagnose the normalness of an autonomic nerve exactly, and also, without giving troublesomeness to a testee.

CONSTITUTION: The device is provided with a cuff 2 to be attached to a testee and pressurized, a pressure sensor 7 for detecting internal pressure of its cuff 2, and a high-pass filter 8 for detecting its fluctuation component from a detected output by its pressure sensor 7, and by a CPU 15, the number of pulses within a prescribed timer or the time for the prescribed number of pulses is measured.



(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-84222

(43)公開日 平成5年(1993)4月6日

(51)Int.Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

FI

技術表示箇所

A 6 1 B 5/0245
5/0452

8932-4C
8119-4C

A 6 1 B 5/ 02 3 2 2
5/ 04 3 1 2 U

審査請求 未請求 請求項の数1(全 8 頁)

(21)出願番号 特願平3-246092

(22)出願日 平成3年(1991)9月25日

(71)出願人 000002185

ソニー株式会社

東京都品川区北品川6丁目7番35号

(72)発明者 會田 一彦

東京都品川区北品川6丁目7番35号 ソニー株式会社内

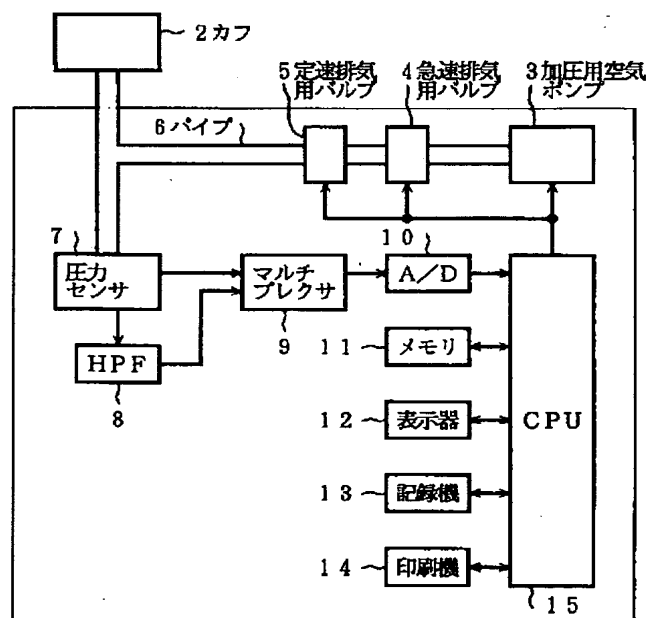
(74)代理人 弁理士 松隈 秀盛

(54)【発明の名称】 心拍変動解析装置

(57)【要約】

【目的】 自律神経の正常度を正確且つ被検者に煩わしを与えることなく容易に診断する。

【構成】 被検体に取り付けられ、加圧されるカフ2と、そのカフ2の内圧を検出する圧力センサ7と、その圧力センサ7の検出出力から、その変動成分を検出するハイパスフィルタ8を有し、CPU15によって、ハイパスフィルタ8の検出出力から、所定時間内の拍数又は所定拍数の時間を測定する。



実施例

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に取り付けられ、加圧されるカフと、
該カフの内圧を検出する圧力センサと、
該圧力センサの検出出力から、その変動成分を検出する
変動成分検出手段と、
該変動成分検出手段の検出出力から、所定時間内の拍数
又は所定拍数の時間を測定する測定手段とを有すること
を特徴とする心拍変動解析装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【産業上の利用分野】 本発明は心拍変動解析装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】 人間や動物の心拍の間隔は、自律神経が正常なときは呼吸に応じて大きく変動するが、異常なときはその変動の程度が小さいことが知られている（臨床脳波 Vol. 32 No. 1 1990:1 101頁～ 106頁の「糖尿病性神経障害—自律神経異常—」と題する論文参照）。この自律神経の正常度を診断する方法としては、心電計によ

【 0 0 0 3 】

【発明が解決しようとする課題】 従来の自律神経の正常度を診断する方法の内、心電計を用いる方法は、測定の自動化が可能であるが、被検者の身体に心電計の電極を取り付ける必要から、被検者は着衣を脱ぐ必要があるため、被検者に煩わしさを与える欠点がある。

【 0 0 0 4 】 又、脈波センサを用いる方法は、脈波センサを指先に取り付けるだけで良いので、被検者に煩わしさを与える虞はないが、指先から検出される心拍の間隔の呼吸に応じた変動状態は、自律神経の状態のみならず、末梢神経の状態にも影響を受けるため、自律神経の状態を正確に診断することができないと言う欠点がある。

【 0 0 0 5 】 かかる点に鑑み、本発明は自律神経の正常度を正確且つ被検者に煩わしさを与えることなく容易に診断することができる装置を提案しようとするものである。

【 0 0 0 6 】

【課題を解決するための手段】 本発明は、被検体に取り付けられ、加圧されるカフ 2 と、そのカフ 2 の内圧を検出する圧力センサ 7 と、その圧力センサ 7 の検出出力から、その変動成分を検出する変動成分検出手段 8 と、変動成分検出手段 8 の検出出力から、所定時間内の拍数又は所定拍数の時間を測定する測定手段 1 5 とを有する心拍変動解析装置である。

【 0 0 0 7 】

【作用】 かかる本発明によれば、変動成分検出手段 8 の

検出出力から、所定時間内の拍数又は所定拍数の時間を測定し、これによって自律神経の正常度を診断する。

【 0 0 0 8 】

【実施例】 以下に、図面を参照して、本発明の実施例を詳細に説明する。

【 0 0 0 9 】 【実施例の装置の構成】 先ず、図 1 を参照して、実施例の装置の構成を説明する。2 はカフで、これは被検者の手、例えば、その上腕部（足も可）に巻き付けられ、空気によって加圧される。3 は加圧用空気ポンプで、これよりの空気はパイプ 6 を通じてカフ 2 に送給される。パイプ 6 の途中には、急速排気用バルブ 4 及び定速排気用バルブ 5 が設けられている。

【 0 0 1 0 】 7 はカフ 2 の内圧を検出する圧力センサで、上述のパイプ 6 を通じてカフ 2 と連通している。圧力センサ 7 の検出出力はマルチプレクサ 9 及びハイパスフィルタ 8 に供給される。ハイパスフィルタ 8 は圧力センサ 7 の検出出力から、その変動成分を検出し、その検出出力はマルチプレクサ 9 に供給される。尚、ハイパスフィルタ 8 の代わりに、バンドパスフィルタを使用しても良い。

【 0 0 1 1 】 マルチプレクサ 9 は、圧力センサ 7 の検出出力と、ハイパスフィルタ 8 からの変動成分とを交互に出力し、その出力は A/D 変換器 1 0 に供給されてデジタル信号に変換されて、CPU（マイクロコンピュータ）1 5 に供給される。CPU 1 5 には、メモリ（内蔵メモリ）1 1、表示器（CRT、LCD 等から成る）1 2、記録機（テープレコーダ等）1 3 及び印刷機 1 4 が接続される。

【 0 0 1 2 】 CPU 1 5 は、変動成分検出手段 8 の検出出力から、所定時間（例えば、1 分間）内の拍数及び所定拍数（例えば、1 0 0 拍）の時間を測定し、その測定結果を統計処理（平均、標準偏差、中央値、ヒン値散布度等の演算処理）して、その処理結果から、自律神経の正常度を診断する。又、CPU 1 5 は、ポンプ 3 の回転及び停止並びにバルブ 4、5 の開閉を制御する。

【 0 0 1 3 】 【実施例の心拍変動解析の一例】 以下に、図 2 のフローチャート（1）を参照して、心拍変動解析の一例としての心拍変動解析装置の動作及び CPU 1 5 の機能を説明する。

【 0 0 1 4 】 先ず、図 2 のフローチャート（1）を説明する。ステップ S T - 1 では、両バルブ 4、5 を閉じた後、ステップ S T - 2 に移行する。ステップ S T - 2 では、加圧用空気ポンプ 3 を始動した後、ステップ S T - 3 に移行する。ステップ S T - 3 では、ハイパスフィルタ 8 からの、カフ内圧の変動成分の波形（脈波）（図 4 参照）の振幅が最大に成ったか否かが判断され、NO であればステップ S T - 3 に戻り、YES であればステップ S T - 4 に移行する。この場合、実際はカフ内圧はその変動成分の振幅が最大に成った時の圧力より多少高く成っている。そこで、ステップ S T - 4 では、ポンプ 3

を止めた後、ステップ S T - 5 に移行して、定速排気用バルブ（小バルブ）5 を開けて徐々に排気してカフ内圧を徐々に低下せしめた後、ステップ S T - 6 に移行する。この場合、被検者の上腕に与える圧力が高すぎて、苦痛を与えるのを回避するために、変動成分の振幅が最大に成るカフ圧より多少（数 mmHg ～ 数十 mmHg 程度）低いカフ圧を最適圧力（基準圧力）と定める。この他、変動成分の振幅が最大と成るカフ内圧又はそのカフ内圧より多少（数 mmHg）高い圧力を、最適圧力（基準圧力）と定めても良い。ステップ S T - 6 では、測定されたカフ内圧が最適圧力か否かが判断され、NO であればステップ S T - 6 に戻り、YES であればステップ S T - 7 に移行する。以上のステップ S T - 1 ～ S T - 6 は、予備測定である。

【0015】ステップ S T - 7 では、定速排気用バルブ 5 を閉じた後、ステップ S T - 8 に移行する。ステップ S T - 8 では、ハイパスフィルタ 8 からのカフ内圧の変動成分から、脈を検出した後、ステップ S T - 9 に移行する。ステップ S T - 9 では、脈間隔を算出した後、ステップ S T - 10 に移行する。尚、その算出された脈間隔はメモリ 11 に記憶される。ステップ S T - 10 では、脈拍が規定脈拍数（及び規定時間）に達したか否かが判断され、NO であればステップ S T - 8 に戻り、YES であればステップ S T - 11 に移行する。これによって、規定時間（例えば、1 分間）内の拍数及び規定拍数（例えば、100 拍）の時間が測定される。ステップ S T - 11 では、両バルブ 4、5 を閉じた後、ステップ S T - 12 に移行する。ステップ S T - 12 では、測定結果を統計処理（平均、標準偏差、中央値、ヒン値散布度等の演算処理）した後、ステップ S T - 13 に移行する。ステップ S T - 13 では、表示器 12 に、その測定及び処理結果を表示した後、ステップ S T - 14 に移行する。ステップ S T - 14 では、その測定及び処理結果を印刷機 14 によって紙に印刷した後、ステップ S T - 15 に移行する。ステップ S T - 15 では、その測定及び処理結果を記録機 13 の磁気テープ等の記録媒体に記録して終了する。しかし、その測定結果又は及び処理結果から、自律神経の正常度を診断することに成る。

【0016】〔実施例の心拍変動解析の他の例〕ところで、ポンプ 3 の動作は流体力学的には不連続なものが多く、それによる圧力変動が脈波に重畳するため、加圧中は脈波の振幅が最大に成っているか否かを正確に検出することは困難である。そこで、この点を考慮して、安価なポンプを使用しても、確実に振幅変動解析を確実に行うことのできる心拍変動解析の他の例としての心拍変動解析装置の動作及び CPU 15 の機能を、図 3 のフローチャート（2）を参照して説明する。尚、図 3 のフローチャート（2）において、図 2 のフローチャート（1）と対応するステップには同じステップ番号を付して、一部重複説明を省略すると共に、図 2 のフローチャート

（1）と異なるステップには、ステップ番号として数字の後に A を付して示す。

【0017】ステップ S T - 1、2 はフローチャート

（1）と同様である。ステップ S T - 2 の後は、ステップ S T - 3 A に移行する。ステップ S T - 3 A では、カフ内圧が基準圧力に達したか否かが判断され、その後は、フローチャート（1）と同様のステップ S T - 4、5 に移行し、ステップ S T - 5 の後は、ステップ S T - 6 A に移行する。ステップ S T - 6 A では、検出されたカフ内圧及び脈波（共にデジタル値）を、メモリ 11 に読み込み、その後、ステップ S T - 7 A に移行する。ステップ S T - 7 A では、カフ内圧は基準圧力を越えないか否かが判断され、NO であればステップ S T - 6 A に戻り、YES であればステップ S T - 8 A に移行する。ステップ S T - 8 A では、急速排気用バルブ 4 を開いて被検者を休ませた後、ステップ S T - 9 A に移行する。ステップ S T - 9 A では、メモリ 11 に記憶されているカフ内圧及び脈波を読み出して、脈波の振幅が最大の際のカフ内圧を算出し後、ステップ S T - 10 A に移行する。ステップ S T - 1 ～ 9 A を予測測定と称する。

【0018】以降、本測定に移行する。ステップ S T - 10 A では、両バルブ 4、5 を閉じた後、ステップ S T - 11 A に移行する。ステップ S T - 11 A では、ポンプ 3 を始動した後、ステップ S T - 12 A に移行する。ステップ S T - 12 A では、カフ内圧は基準圧力に達したか否かが判断され、NO であればステップ S T - 12 A に戻り、YES であればステップ S T - 13 A に移行する。ステップ S T - 13 A ではポンプ 3 を止めた後、フローチャート（1）と同様のステップ S T - 8 に移行し、その後、フローチャート（1）と同じステップ S T - 9 ～ 15 を辿る。しかし、その測定結果又は及び処理結果から、自律神経の正常度を診断することに成る。

【0019】尚、図 2 及び図 3 のフローチャート

（1）、（2）の例では、最後の脈間隔の測定中に、圧力センサ 7 の検出圧力をメモリ 11 に読み込まないようにしても良い。又、脈間隔でなく、脈波そのものを、又、脈間隔及び脈波の双方をメモリ 11 に記憶させるようにしても良い。

【0020】更に、図 3 のフローチャート（2）の例では、ステップ S T - 3 A のカフ 2 の加圧中に、ハイパスフィルタ 8 の出力を読み込まないようにしても良い。又、定速排気用バルブ 5 を閉めないまま加圧し、規定圧力に達した後に、ポンプ 3 を止めるだけで、予備測定を開始しても良い（ステップ S T - 5 の省略）。

【0021】〔規定時間内における脈拍数と規定脈拍数の時間の呼吸に応じた変動例〕図 5 の A、C に、1 分間の脈拍数の呼吸に応じた変動例を示し、A は自律神経が正常な被検者のもの、C は自律神経が異常な被検者（重症の糖尿病患者）のものである。尚、A、C において、m は 1 分間の脈拍数の平均値を示す。

【0022】又、図5のB、Dに、脈拍数が100の時間の呼吸に応じた変動例を示し、Bは自律神経が正常な被検者のもの、Dは自律神経が異常な被検者（重症の糖尿病患者）のものである。尚、B、Dにおいて、mは脈拍数が100の時間の平均値を示す。

【0023】

【発明の効果】上述せる本発明心拍変動解析装置によれば、自律神経の正常度を正確且つ被検者に煩わしを与えることなく容易に診断することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例の心拍変動解析装置の構成を示すブロック線図

【図2】実施例の心拍変動解析の一例を示すフローチャート

【図3】実施例の心拍変動解析の他の例を示すフローチャート

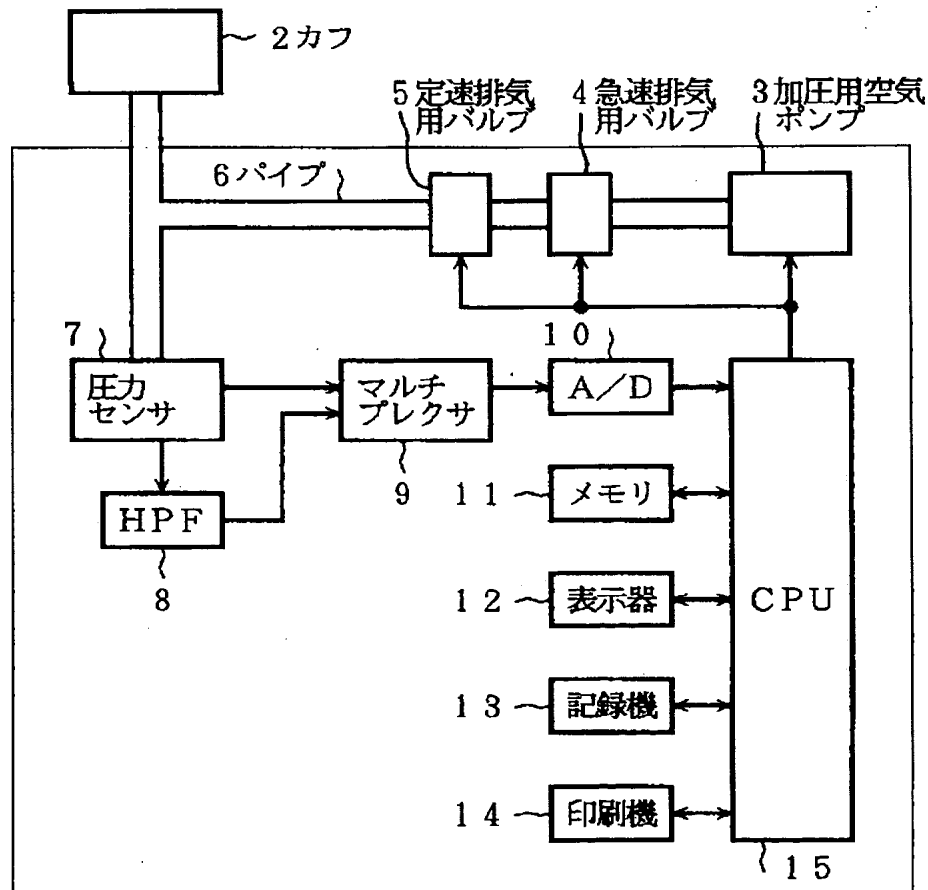
【図4】腕帯内圧力変動波形を示す曲線図

【図5】規定時間内における脈拍数と規定脈拍数の時間の呼吸に応じた変動例を示すグラフ

【符号の説明】

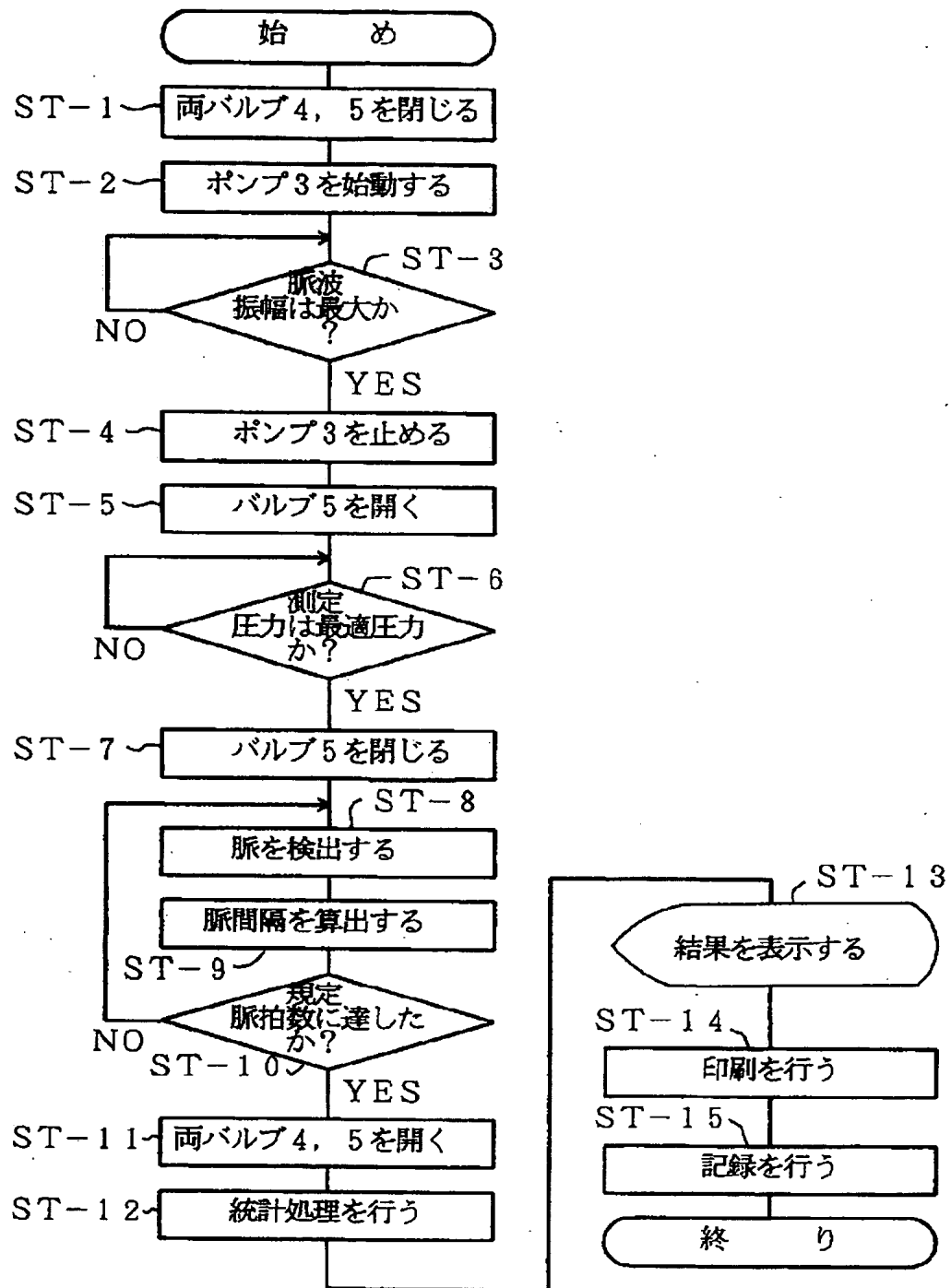
- | | |
|----|-----------------|
| 2 | カフ |
| 3 | 加圧用空気ポンプ |
| 4 | 急速排気用バルブ |
| 5 | 定速排気用バルブ |
| 6 | パイプ |
| 7 | 圧力センサ |
| 8 | ハイパスフィルタ |
| 9 | マルチプレクサ |
| 10 | A/D変換器 |
| 11 | メモリ |
| 12 | 表示器 |
| 13 | 記録機 |
| 14 | 印刷機 |
| 15 | CPU（マイクロコンピュータ） |

【図1】



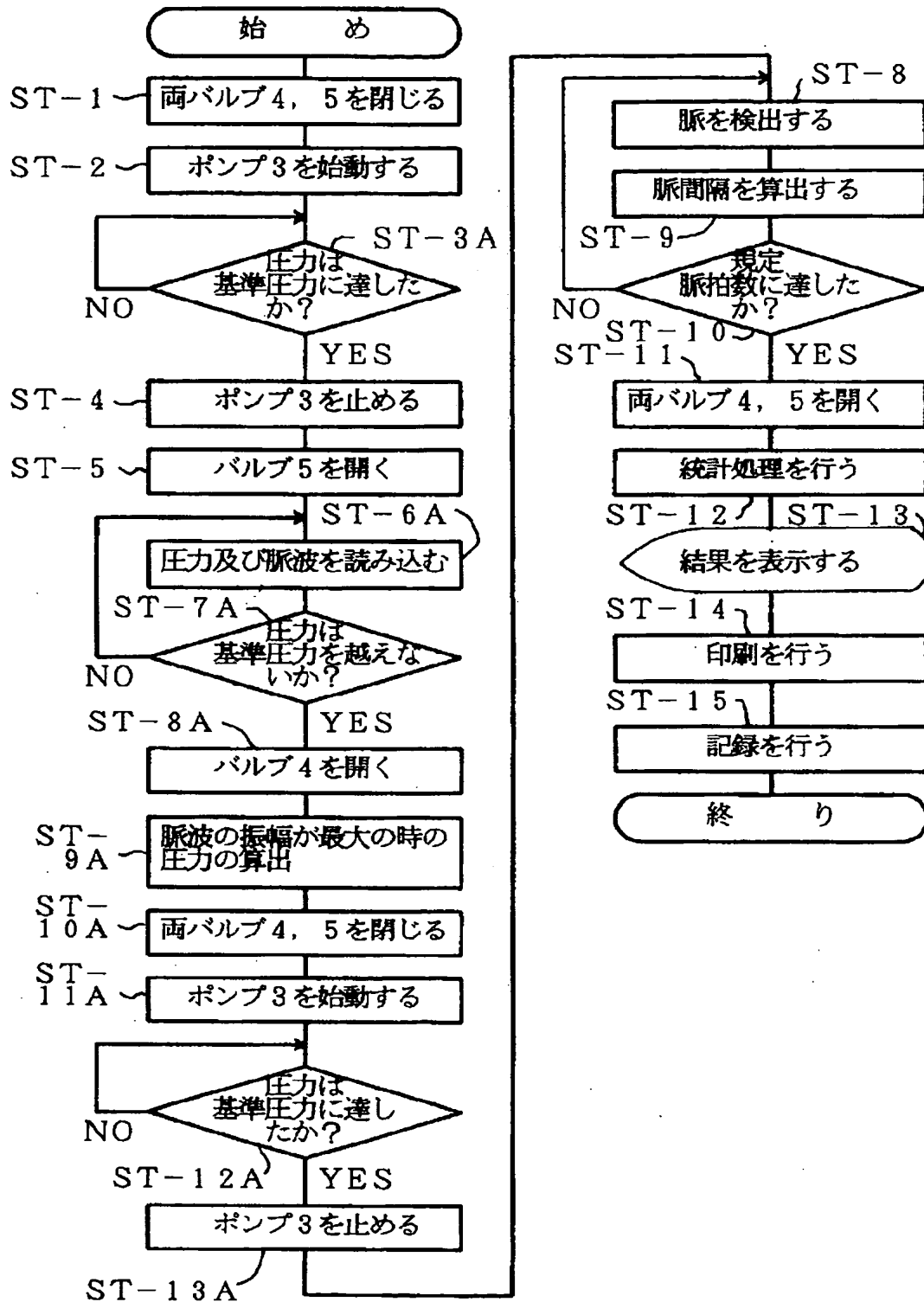
実 施 例

【図 2】



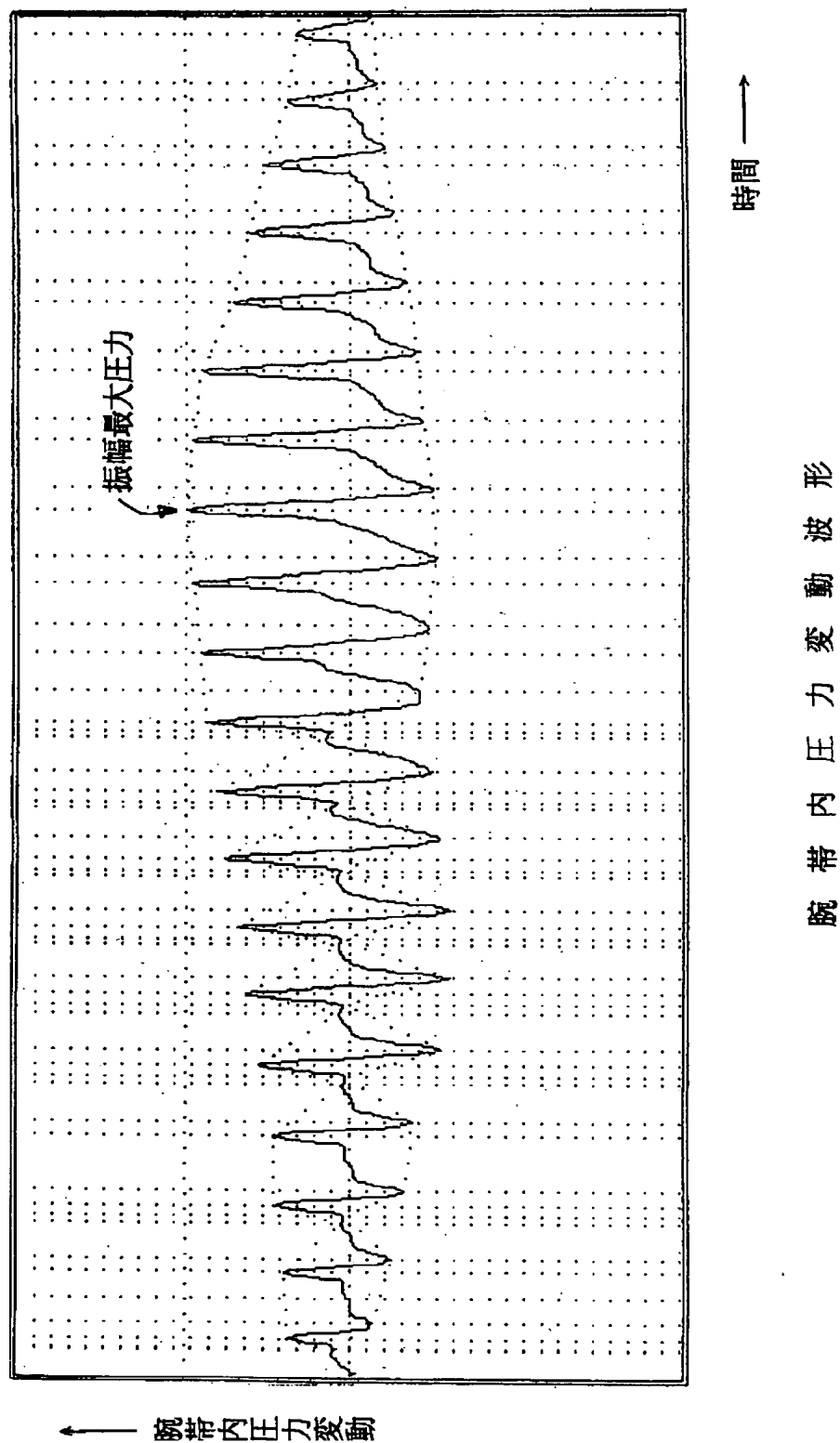
フローチャート (1)

【図 3】



フローチャート (2)

【図 4】



【図 5】

